



Docket No.:1232-5206

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicant(s): Osamu YAMAMOTO

Group Art Unit TBA

Serial No.: 10/715,723

Examiner: TBA

Filed: November 17, 2003

For: X-RAY IMAGING APPARATUS

CLAIM TO CONVENTION PRIORITY

Commissioner for Patents
P.O. Box 1450
Alexandria, VA 22313-1450

Sir:

In the matter of the above-identified application and under the provisions of 35 U.S.C. §119 and 37 C.F.R. §1.55, applicant(s) claim(s) the benefit of the following prior application(s):

Application(s) filed in: Japan

In the name of: Canon Kabushiki Kaisha

Serial No(s): 2002-343406

Filing Date(s): November 27, 2002

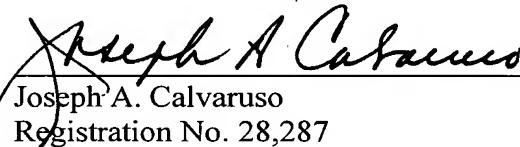
Pursuant to the Claim to Priority, applicant(s) submit(s) a duly certified copy of said foreign application.

A duly certified copy of said foreign application is in the file of application Serial No. _____, filed _____.

Respectfully submitted,
MORGAN & FINNEGAN, L.L.P.

Dated: January 26, 2004

By:


Joseph A. Calvaruso
Registration No. 28,287

Correspondence Address:

MORGAN & FINNEGAN, L.L.P.
345 Park Avenue
New York, NY 10154-0053
(212) 758-4800 Telephone
(212) 751-6849 Facsimile



Docket No. 1232-5206

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicant(s): Osamu YAMAMOTO

Group Art Unit: TBA

Serial No.: 10/715,723

Examiner: TBA

Filed: November 17, 2003

For: X-RAY IMAGING APPARATUS

CERTIFICATE OF MAILING (37 C.F.R. §1.8(a))

Commissioner for Patents
P.O. Box 1450
Alexandria, VA 22313-1450

Sir:

I hereby certify that the attached:

1. Claim to Convention Priority w/ document
2. Certificate of Mailing
3. Return Receipt Postcard

along with any paper(s) referred to as being attached or enclosed and this Certificate of Mailing are being deposited with the United States Postal Service on date shown below with sufficient postage as first-class mail in an envelope addressed to the: Commissioner for Patents, P.O. Box 1450, Alexandria, VA 22313-1450.

Respectfully submitted,
MORGAN & FINNEGAN, L.L.P.

Dated: January 28, 2004

By: 
Helen Tiger

Correspondence Address:

MORGAN & FINNEGAN, L.L.P.
345 Park Avenue
New York, NY 10154-0053
(212) 758-4800 Telephone
(212) 751-6849 Facsimile

日本国特許庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日 2002年11月27日
Date of Application:

出願番号 特願2002-343406
Application Number:

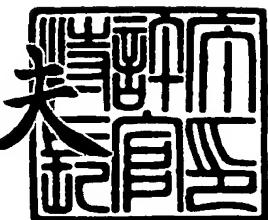
[ST. 10/C] : [JP2002-343406]

出願人 キヤノン株式会社
Applicant(s):

2003年12月15日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今井康



【書類名】 特許願

【整理番号】 226321

【提出日】 平成14年11月27日

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 G03B 42/02

【発明の名称】 X線撮像装置

【請求項の数】 8

【発明者】

【住所又は居所】 東京都大田区下丸子三丁目30番2号 キヤノン株式会社内

【氏名】 山本 理

【特許出願人】

【識別番号】 000001007

【氏名又は名称】 キヤノン株式会社

【代表者】 御手洗 富士夫

【代理人】

【識別番号】 100075948

【弁理士】

【氏名又は名称】 日比谷 征彦

【電話番号】 03-3852-3111

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 013365

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9703876

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 X線撮像装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 放射線が照射された被写体の画像を形成する撮像装置であつて、該撮像装置が外部装置と電気的に接続するケーブルを有し、該ケーブル端部には該外部装置と取り外し可能に接続する接続部を有することを特徴とする撮像装置。

【請求項 2】 前記撮像装置は、前記ケーブルを前記外部装置に接続する側の前記撮像装置側面から前記接続部端面までの距離をL、前記撮像装置の撮像領域中心から前記ケーブルを前記外部装置に接続する側の前記撮像装置側面までの距離をX、日本工業規格Z8500で定義された人体の肩幅、又は最大体幅をW_pとするとLは、 $L \geq W_p / 2 - X$ の式で表される距離である請求項1に記載の撮像装置。

【請求項 3】 前記撮像装置は、前記ケーブルを前記外部装置に接続する側の前記撮像装置側面から前記接続部端面までの距離をL、前記撮像装置の撮像領域中心から前記ケーブルを前記外部装置に接続する側の前記撮像装置側面までの距離をX、前記被写体が載置される載置台の、前記被写体の体軸と鉛直方向の幅をW_tとするとLは、 $L \geq W_t / 2 - X$ の式で表される距離である請求項1に記載の撮像装置。

【請求項 4】 前記ケーブルは、前記撮像装置と前記外部装置との通信を可能にする伝送ケーブルである請求項2又は3に記載の撮像装置。

【請求項 5】 前記ケーブルは、前記撮像装置に電源を供給する電源ケーブルを更に有する請求項4に記載の撮像装置。

【請求項 6】 前記撮像装置は、前記外部装置との接続状態を検知する検知手段と、接続状態を表示する表示手段を有する請求項5に記載の撮像装置。

【請求項 7】 前記表示手段は前記接続部に設けられている請求項6に記載の撮像装置。

【請求項 8】 前記撮像装置は、前記外部装置と通信可能な無線通信モジュ

ールを有し、該無線通信モジュールは前記接続部に取付可能である請求項5に記載の撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、医療診断用のX線撮影装置、特にX線の受光媒体として二次元に複数の光電変換素子が同一面上に配列されたエリアセンサを有し、且つ可搬性を備えた撮影装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

被写体に放射線を照射し、被写体を透過した放射線の強度分布を検出し、被写体の放射線画像を得る方法は、工業用の非破壊検査や医療診断の場で広く一般に利用されている。被写体の放射線画像を得るための一般的な方法の具体例は、放射線で蛍光を発するいわゆる蛍光板（もしくは増感紙）と銀塩フィルムを組み合わせ、X線を被写体に照射し、透過した放射線を蛍光板で可視光に変換し、銀塩フィルム上に潜像を形成した後、この銀塩フィルムを化学処理し、可視像を得る方法である。この方法で得られた放射線画像はアナログ写真であり、診断、検査等に使用される。

【0003】

一方、最近では受像手段として、微小な光電変換素子、スイッチング素子等からなる画素を格子状に配列した2次元アレーセンサを使用し、デジタル画像を取得する技術が開発されている。これらの撮影装置は取得した画像データを即時に表示することが可能であり、直接型X線デジタル撮影装置と呼べる。X線デジタル撮影装置のアナログ写真技術に対する利点として、フィルムレス化、画像処理による取得情報の拡大、データベース化等が挙げられる。

【0004】

X線デジタル撮影装置からのデジタル画像データは、有線あるいは無線によるデータ伝送によりシステム制御部あるいはストレージサーバ等に転送される。

【0005】

ところで、医療静止画用のX線撮影装置は、被写体となる患者の撮影手法に応じて、据置型と可搬型に分別される。据置型の一例としては、患者を載せるテーブル下にフィルム、又は光電変換装置を内包する撮影部を設置し、患者上方よりX線を照射して患者の腹部画像等を取得する。可搬型は、カセットと呼ばれる軽量筐体にフィルムを内包したもので、患者の体の状態が悪く、病棟のベッドから据置型のあるX線撮影室のテーブルへ移動できない場合や、撮影手法が特殊で、据置型で撮影できない場合等に使用される。前者の場合は、操作者が患者の入院している病棟までカセットと可搬型のX線撮影装置を運んで、病棟で撮影を行う。

【0006】

可搬型は、可搬性や操作性を考慮して、極力小型化、軽量化されたものが望ましい。しかしX線デジタル撮影装置を可搬型（以下電子カセットと称す）とした場合は、構成要素が多く、患者のX線透過像をデジタル画像データとして出力するまでには、X線画像を受光する2次元アレーセンサ、X線発生装置から発信される制御信号に応じてセンサを駆動するドライブ回路、ドライブ回路によりセンサ内マトリックスを選択し各マトリクスのデータを増幅するアンプ、アンプからの出力をデジタルに変換するA/D回路、A/D回路とドライブ回路で順次デジタル化された画像データをシリアルライズする回路を必要とする。そのためフィルムカセットに比べて電子カセットは小型化や軽量化が困難である。また無線によるデータ伝送を行うと、データを一時保存するためメモリ、電子カセットへ電源供給するためのバッテリが必要となり、さらに大型化し、重量増となってしまう。電子カセットでの撮影回数が少ない場合には、メモリやバッテリが小型にできるため重量増の割合は少なくて済むが、撮影途中でのメモリの容量オーバーやバッテリ切れの危険を避けるため、さらに転送速度が有線に比べて遅いため、一時的な有線での接続も考慮する必要がある。撮影回数が多い場合には、有線接続に特化し、電子カセット内に有線でデータ伝送する回路構成までを内包して小型化、軽量化に努めて、撮影時、及びデータ伝送時のみ有線でケーブルを電子カセットに接続することが望ましい。

【0007】

図6はケーブル接続可能な電子カセットの使用例である。図6の患者Pは、病棟のベッド48上に横たわっている患者で、体の状態が悪く据置型X線撮影装置の在るX線撮影室まで移動することができない。そのため図示しない操作者は電子カセット49、可搬型X線発生装置34を患者Pのいる病棟まで運んで撮影を行う。電子カセット49はデータ伝送、及び電源供給を受けるケーブル5とコネクタ50によって着脱可能で、さらにケーブル5は電子カセット49のシステム制御部27、電源部28と接続される。システム制御部27は、電子カセット49への制御指令、デジタル画像データの受け取り、可搬型X線発生装置34との通信等、システム全体の動作を支配する。電源部28は商用電源のAC電圧を電子カセット49向けに所定のDC電圧に変圧し、電子カセット49へ供給する。図6のシステム制御部27、電源部28は、可搬性を考慮して、キャスター（図示せず）付きの同一筐体内に収められている。ケーブル5は、電子カセット49－システム制御部27間の信号線と、電子カセット49－電源部28間の電源線を集合した複合ケーブルである。同じケーブル内に電源系と信号系の電線を2種類構成しているが、実際にはシステム制御部27、電源部28側と電子カセット49側のケーブル端部では信号線と電源線に分離している。

【0008】

操作者は、撮影手順として先ずケーブル5と接続しない状態の電子カセット49を、撮影手法の一例として患者Pとベッド48の間の図7のような位置に挿入する。挿入する方向は、図6のように通常患者Pの側部より行う。接続しない状態で挿入するのは、撮影取得エリアにケーブル5が入らないよう引き回しに注意しながら、電子カセット49の配置位置を決める煩わしさを省くためである。患者Pの撮影したい範囲に電子カセット49の位置を配置し、配置し終えたらコネクタ50にケーブル5を接続する。次に操作者は、システム制御部27のインターフェース30を介して撮影に必要な撮影条件（X線管電圧、管電流、X線照射時間など）及び撮影タイミング、画像処理条件、被検者ID、取り込み画像の処理方法などの設定を行う。インターフェース30には、タッチパネル、マウス、キーボード、フットスイッチなどがある。そして設定された撮影条件に基づいて、システム制御部27は可搬型X線発生装置34、電子カセット49を駆動する

。可搬型X線発生装置34にはX線管球35とX線絞り37とが含まれる。X線管球35はシステム制御部27に制御された高圧発生電源36によって駆動され、X線ビームを放射する。X線絞り37は撮像領域の変更に伴い、不必要的X線照射を行わない様にX線ビームを整形する。X線ビームは、ベッド48の上に横たわった患者Pに向けられる。X線ビームは、患者Pを透過した後に電子カセット49に照射される。電子カセット49では、特開平08-116043で開示されているような、X線の受光媒体として薄膜トランジスタTFTが配列された光検出器アレーと、X線を可視光に変換するシンチレータが内包されている。照射された患者PのX線像は電子カセット49内のシンチレータで可視光に変換され、変換された可視光は光検出器アレーで光電変換される。その後増幅処理、A/D変換処理が施されてシリアルライズされたデジタル画像データとして、電子カセット49からケーブル5の信号線を介してシステム制御部27へ伝送される。システム制御部27では、モニタ31への表示データを切り替えたり、他にデジタル画像データの補正、空間フィルタリング処理などをリアルタイムで行ったり、階調処理、DR圧縮処理等を行う。処理された画像はモニタ31に表示される。またリアルタイム画像処理と同時に、処理されたデジタル画像データは、記憶装置38に保存される。記憶装置38としては、大容量、高速かつ高信頼性を満たすデータ保存装置が好ましく、例えばRAID等のハードディスクアレーなどが好ましい。保存後はケーブル5をコネクタ50から外して、電子カセット49を患者Pとベッドの間から抜き出して撮影作業を終了する。

【0009】

システム制御部27は図示しないLANボードを内包しており、LANボードを介してLANに接続することが可能である。LANには、画像データをファイルリングするファイルサーバ、画像をフィルムに出力するイメージプリンタ、複雑な画像処理や診断支援を行う画像処理用端末などが接続される。システム制御部27は所定のプロトコル（例えばDICOM）にしたがって、デジタル画像データを出力する。操作者は、患者Pの撮影終了後にLAN接続の可能なポートのある場所に本システムを移動して出力作業を行う。患者Pの居る病棟内にポートを設けて、撮影終了後直ぐに出力しても良い。

参考文献：特開 2002-82172 号公報

【0010】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら上記のような電子カセットでの構成では、以下のような問題がある。

【0011】

図8は、電子カセット49と同様の構成を成す電子カセット51に設けられたコネクタ52が、患者Pとベッド48の間に在る場合である。このような状況は、電子カセット51の外形が患者Pに対して相対的に小さい場合に起こり得る。例えば患者Pの体格幅が標準幅に比べて広い場合や、電子カセットの外形がフィルムカセットの四ツ切や六ツ切に相当する場合である。操作者が電子カセット51を配置するときケーブル5はまだ接続されていない。このとき操作者は、患者Pの体を起こしてケーブル5を接続するか、或いは電子カセット51を一度抜き出して、ケーブル5が接続できる位置まで電子カセット51を移動してから接続しなければならない。いずれにせよ患者Pに対して姿勢を変える動作しなければならず、更に電子カセット51の位置がずれてしまい、撮影エリアから所望する部位が外れて再撮影しなければならない危険性がある。また、可搬型のカセットは、このような撮影手法に限らず、様々な姿勢で動けない患者に対しても使用されるため、操作者は電子カセットのコネクタの位置を常に注意しながら撮影しなければならないという煩わしさがある。

【0012】

本発明の目的は、上述の問題点を解消し、X線撮像装置を提供することにある。

【0013】

【課題を解決するための手段】

上記の問題を解決するための本発明の請求項1に係るX線撮像装置は、放射線が照射された被写体の画像を形成する撮像装置であって、撮像装置が外部装置と電気的に接続するケーブルと、ケーブル端部に外部装置と取り外し可能に接続する接続部を有することを特徴とする。

【0014】

また、本発明の請求項2に係るX線撮像装置は、請求項1に係るX線撮像装置に対して、ケーブルを外部装置に接続する側の撮像装置側面から接続部端面までの距離をL、撮像装置の撮像領域中心からケーブルを外部装置に接続する側の撮像装置側面までの距離をX、日本工業規格Z8500で定義された人体の肩幅、又は最大体幅をW_pとするとLは、 $L \geq W_p / 2 - X$ の式で表される距離であることを特徴とする。

【0015】

また、本発明の請求項3に係るX線撮像装置は、請求項1に係るX線撮像装置に対して、ケーブルを外部装置に接続する側の撮像装置側面から接続部端面までの距離をL、撮像装置の撮像領域中心からケーブルを外部装置に接続する側の撮像装置側面までの距離をX、被写体が載置される載置台の、被写体の体軸と鉛直方向の幅をW_tとするとLは、 $L \geq W_t / 2 - X$ の式で表される距離であることを特徴とする。

【0016】

また、本発明の請求項4に係るX線撮像装置は、請求項2又は3に係るX線撮像装置に対して、ケーブルが撮像装置と外部装置との通信を可能にする伝送ケーブルであることを特徴とする。

【0017】

また、本発明の請求項5に係るX線撮像装置は、請求項4に係るX線撮像装置に対して、ケーブルが伝送ケーブルの他に撮像装置に電源を供給する電源ケーブルを有することを特徴とする。

【0018】

また、本発明の請求項6に係るX線撮像装置は、請求項5に係るX線撮像装置に対して、外部装置との接続状態を検知する検知手段と接続状態を表示する表示手段を有することを特徴とする。

【0019】

また、本発明の請求項7に係るX線撮像装置は、請求項6に係るX線撮像装置に対して、表示手段が接続部に設けられていることを特徴とする。

【0020】

また、本発明の請求項8に係るX線撮像装置は、請求項5に係るX線撮像装置に対して、外部装置と通信可能な無線通信モジュールを有し、無線通信モジュールが接続部に取付可能であることを特徴とする。

【0021】

【発明の実施の形態】

請求項に係る本発明を、図示の実施例に基づいて以下に説明する。

図1（a）、（b）は、本発明の請求項1、2に係る構成を表した構成図である。同時に請求項4、5に係る構成も表している。なお、先に説明した図と同一部分には同一符号を付している。

【0022】

図6の電子カセット49と異なる点は、電子カセット1の筐体にケーブル2が接続され、ケーブル2の先端にコネクタ3が設けられている点である。図1（b）において、L1はケーブル2を接続する側の電子カセット1の側面からコネクタ3端部までの距離を示し、X1は電子カセット1の撮像エリア4の中心Cから上述の電子カセット1の側面までの距離を示している。電子カセット1ではケーブル2の接続口が上述の側面に設けられている。また、図1（a）において、Wpは日本工業規格（JIS）のZ8500（人体寸法測定）で定義された肩幅、又は最大体幅を示し、Oは人体の体軸中心線を示している。

【0023】

図1（a）の場合、電子カセット1の撮像エリア4の中心Cが体軸中心線Oと重なって配置されており、またコネクタ3にケーブル5が接続されている。このとき電子カセット1は患者Pとベッド48の間にあるため、操作者が電子カセット1を目視することは難しい。しかし電子カセット1はケーブル2を介してコネクタ3が電子カセット1本体から離れた接続側Aにあるため、コネクタ3が患者Pより突出していれば操作者はケーブル5と接続することができる。ケーブル5は図6で説明したように、接続後に電子カセット1への電源供給と信号伝送を行う。

【0024】

また、ここで距離L1を $L1 \geq W_p / 2 - X_1$ の式で表される距離に指定すると、コネクタ3は少なくとも接続側Aの患者Pの人体側面付近か人体より突出した位置にあり、操作者は容易にコネクタ3と図1(a)のケーブル5を接続することができる。一例として、電子カセッテの大きさが日本工業規格(JIS)のZ4905で規定された型名JL10×12の大きさと仮定し、Wpを日本人成人男性の肩幅の、およその平均値である45cmであると仮定する。ケーブルは電子カセッテの長辺に接続面があり、さらに上述の長辺が接続する側の側面に指定すると、X1は281.5/2mmとなり、L1は84.25mm以上であれば接続が容易になる。Wpを最大体幅に指定すれば、ケーブルが更に人体から突出して接続しやすくなる。

【0025】

距離L1は主にX1の変数となるため、電子カセッテの大きさが増すとL1は相対的に短くなる。また図1(a)では撮像エリア4の中心Cが体軸中心線O上にあるが、中心Cが体軸中心線Oより紙面上方にあるような位置に電子カセッテ1が配置された場合は、操作者は接続側Bへコネクタ3が突出するように電子カセッテ1の接続側の側面を配置前に方向転換しておけば上述と同様に接続可能である。

【0026】

図2は本発明の請求項1及び2に係る構成を表した第2の構成図である。なお、先に説明した図と同一部分には同一符号を付している。

【0027】

図1(a)、(b)の電子カセッテ1と異なる点は、電子カセッテ6が略長方形の形を成しており、長辺側にケーブル7の接続口が設けられ、ケーブル7の先端にコネクタ8が設けられている点である。撮像エリア9も略長方形の形を成し、図2では患者Pの体軸中心線Oに対して電子カセッテ6の長辺が鉛直方向になるように配置されている。したがってケーブル7の接続口は患者P下にあり目視することは難しい。しかし図1(a)、(b)の場合と同様に、L2をケーブル7を接続する側の電子カセッテ6の側面からコネクタ8端部までの距離に指定し、X2を電子カセッテ6の撮像エリア9の中心Cから上述の電子カセッテ6の側

面までの距離に指定して、 $L_2 \geq W_p / 2 - X_2$ の式で表される距離 L_2 であれば、コネクタ 8 は少なくとも接続側 A の患者 P の人体側面付近か人体より突出した位置にあり、操作者は容易にコネクタ 8 と図 1 (a) のケーブル 5 を接続することができる。このように、 L_1 、 L_2 をケーブルの長さに指定せず電子カセット側面からコネクタまでの距離に指定しているため、ケーブルの接続口の場所に依存しない。

【0028】

図 3 は本発明の請求項 3 に係る構成を表した構成図である。なお、先に説明した図と同一部分には同一符号を付している。

【0029】

図 6 の電子カセット 4 9 と異なる点は、電子カセット 1 0 の筐体にケーブル 1 1 が接続され、ケーブル 1 1 の先端にコネクタ 1 2 が設けられている点である。 L_3 はケーブル 1 1 を接続する側の電子カセット 1 0 の側面からコネクタ 1 2 端部までの距離を示し、 X_3 は電子カセット 1 0 の撮像エリア 1 3 の中心 C から上述の電子カセット 1 0 の側面までの距離を示している。電子カセット 1 0 ではケーブル 1 1 の接続口が上述の側面に設けられている。また、 W_t は患者 P が載置されたベッド 4 8 の幅を示している。ここで W_t は患者 P の体軸に対して鉛直方向のベッド 4 8 の幅を表す。

【0030】

図 3 の場合、電子カセット 1 0 は患者 P とベッド 4 8 の間にあるため、操作者が電子カセット 1 0 を目視することは難しい。

【0031】

ここで距離 L_3 を $L_3 \geq W_t / 2 - X_3$ の式で表される距離に指定すると、仮に電子カセット 1 0 の撮像エリア 1 3 の中心 C がベッド 4 8 の幅中心線上に配置されても、すなわち電子カセット 1 0 がベッド 4 8 の両側面から最も遠い距離に配置されても、コネクタ 1 2 は少なくとも接続側 A のベッド 4 8 の側面付近か側面より突出した位置にあり、操作者は容易にコネクタ 1 2 と図 1 (a) のケーブル 5 を接続することができる。ケーブル 5 は図 6 で説明したように、接続後に電子カセット 1 0 への電源供給と信号伝送を行う。一例として電子カセットの大き

さが日本工業規格（J I S）のZ 4 9 0 5で規定された型名J L 1 0 × 1 2の大きさと仮定し、W t を9 0 c mであると仮定する。ケーブルは電子カセッテの長辺に接続面があり、さらに上述の長辺が接続する側の側面に指定すると、X 3 は2 8 1. 5 / 2 mmとなりL 3 は3 0 9. 2 5 mm以上であれば接続が容易になる。

【0032】

中心Cがベッド4 8の中心線より接続側Bに近い位置に電子カセッテ1 0が配置された場合には、図1（a）、（b）の実施例の場合と同様に操作者は接続側Bへコネクタ1 2が突出するように電子カセッテ1 0の接続側の側面を配置前に方向転換しておけば良い。また実施例ではベッドの幅で指定しているが、直接X線撮影室で使用される撮影テーブルの天板の幅で指定しても良い。

【0033】

また図3では電子カセッテ1 0の接続側の側面にケーブル1 1の接続口が設けられているが、L 3をケーブルの長さに指定せず電子カセッテ側面からコネクタまでの距離に指定しているため、ケーブルの接続口の場所に依存しないことは図2の実施例と同様である。

【0034】

図4は本発明の請求項6、7に係る構成を表した電子カセッテ1 4内の構成図である。なお、先に説明した図と同一部分には同一符号を付している。

【0035】

電子カセッテ1 4は、主な構成要素としてシンチレータ1 5、光検出器アレー1 6、X線露光量モニタ1 7、電気基板1 8、接続制御器1 9、ケーブル2 0、コネクタ2 1、インジケータ2 2から構成される。さらに電気基板1 8上には、ドライブ回路2 3、増幅アンプ2 4、A D回路2 5、シリアルライズ回路2 6が実装され、各構成要素間の信号系と電源系の伝送を行うケーブルが配線されている。また、システム制御部2 7、及び電源部2 8と電子カセッテ1 4を繋ぐケーブル5側には、コネクタ2 1と接続するコネクタ2 9が設けられている。ケーブル5、2 0は信号線と電源線の複合ケーブルなので各接続口は信号系と電源系に分かれている。

【0036】

次に電子カセット14とシステム制御部27の各接続状態における動作を説明する。

【0037】

先ず電子カセット14側のコネクタ21とシステム制御部27、電源部28側のコネクタ29が接続されていない場合は、電子カセット14へは通電されないため内部の各構成要素は動作せずコネクタ20に設けられたインジケータ22へも電源供給されず点灯しない。またシステム制御部27では、電子カセット14の接続制御部19と通信が途絶えていることから接続されていないことを認識し、インターフェース30からの入力情報や画像データの表示を行うモニタ31に指令を出して、モニタ31は非接続状態である内容を表示する。

【0038】

次に操作者が電子カセット14の配置を終えて電子カセット14側のコネクタ21とシステム制御部27、電源部28側のコネクタ29が接続されると、ケーブル20、電源ケーブル32を介して接続制御部19まで電源部28から電源供給される。接続制御部19は供給を受けて接続されたことを認識する。またコネクタ5、20が接続されると、インジケータ22へも電源供給される。このとき接続制御部19は、システム制御部27から撮影の指令信号を受けるまでは、インジケータ22に電子カセット14が撮影動作中でなく着脱可能なことを表示する青系色を点灯させる。ただし、このとき電源部28からは接続制御部19、インジケータ22の各構成要素の動作に必要な電源しか供給しない。したがって電源ケーブル32を介してセンサ側の各構成要素へはまだ電源供給されていない。また接続制御部19は、電子カセット14が接続されたことを信号ケーブル33を介してシステム制御部27へ伝送する。この情報を元にシステム制御部27では、モニタ31に指令を出して、モニタ31は電子カセット14が着脱可能な状態である内容を表示する。

【0039】

次に操作者は、撮影動作のために、インターフェース30より入力してシステム制御部27へ撮影開始指令を出す。システム制御部27は、指令を受けると接

統制御部19へ開始指令を伝送する。接続制御部19は、開始指令を受けてインジケータ22へ指令を伝送し、インジケータ22にコネクタ21と29が着脱不可なことを表示する赤系色を点灯させる。

【0040】

同時にシステム制御部27は、モニタ31に指令を出して、モニタ31は電子カセット14が着脱不可である内容を表示する。

【0041】

上記動作の終了後、システム制御部27は電源部28へ指令して、電源ケーブル32を介して電源部28からセンサ側の各構成要素の駆動に必要な電源が供給される。同時にシステム制御部27は撮影指令信号を信号ケーブル33を介して電気基板18へ伝送する。また、システム制御部27は可搬型X線発生装置34のX線管球35を高圧発生電源36によって駆動し、さらにX線絞り37を駆動して照射野を指定してX線ビームを放射する。電気基板18上のドライブ回路23は、X線露光量モニタ17のX線曝射終了信号、あるいは高圧発生電源36からの高圧印可電源、あるいはX線管球電流の信号を検出して、TFTスイッチを駆動して電荷を読み出す事になる。シンチレータ15ではエネルギーの高いX線によって蛍光体の母体物質が励起され、再結合する際の再結合エネルギーにより可視領域の蛍光が得られる。その蛍光はCaWO4やCdWO4などの母体自身によるものやCSI:TIやZnS:Agなどの母体内に付活された発光中心物質によるものがある。

【0042】

このシンチレータ15に密着して光検出器アレー16が配置されている。この光検出器アレー16はシンチレータ15で発生した光を電気信号に変換する。X線露光量モニタ17はX線露光量を監視するものである。X線露光量モニタ17は結晶シリコンの受光素子を用いて直接X線を検出する。光検出器アレー16を透過した可視光を光検出器アレー16基板裏面に成膜されたアモルファスシリコン受光素子で検出し、システム制御部27にその情報を伝送し、システム制御部27はその情報に基づいて高圧発生電源36を駆動してX線を遮断あるいは調整する。ドライブ回路23は、システム制御部27の制御下で、光検出器アレー1

6を駆動し、各画素から信号を読み出す。ドライブ回路23によりセンサ内マトリックスを選択し、各マトリクスのデータを増幅する増幅アンプ24、増幅アンプ24からの出力をデジタルに変換するA/D回路25、A/D回路25とドライブ回路23で順次デジタル化された画像データをシリアルライズするシリアルライズ回路26によって、取得したデジタル画像データをシステム制御部27に伝送し、記録装置38に保存される。

【0043】

電源部28はシステム制御部27へのデジタル画像データの伝送終了後、システム制御部27からの指令によってセンサ側の各構成要素へ電源供給を停止する。

【0044】

システム制御部27はデジタル画像データが記録装置38に保存されたこと、及び電源部28への上記の停止指令を行った後、接続制御部19へ信号ケーブル33を介して撮影終了指令を伝送する。接続制御部19は指令を受けてインジケータ22へ指令を伝送して、電子カセット14が着脱可能なことを表示する青系色を点灯させる。このとき操作者はコネクタ21と29を外すことが可能となる。システム制御部27では、モニタ31に指令を出して、モニタ31は電子カセット14が着脱可能な状態である内容を表示する。

【0045】

操作者はインジケータ22、又はモニタ31の表示を確認した後、コネクタ21と29を外して電子カセット14を分離し、患者Pに対する撮影作業を終了する。保存したデジタル画像データのファイリングの方法は従来例で説明した内容と同様の作業を行う。

【0046】

以上のように、インジケータを設けることで操作者は電子カセットの動作状態が把握できる。これにより、例えばセンサ側へ電源供給されているときに不意にコネクタを外して瞬時の供給遮断に伴うセンサ側回路の破損などを防ぐことができる。また接続するコネクタにインジケータが設けられているため、先の実施例で説明したように操作者は容易にインジケータを確認することができる。

【0047】

図5は本発明の請求項8に係る構成を表した電子カセット39内の構成図である。なお、先に説明した図と同一部分には同一符号を付している。

【0048】

図4の電子カセット14と異なる主な構成要素として、電子カセット39内に画像メモリ40、バッテリ41が追加され、また無線モジュール42とコネクタ29を接続可能なコネクタ43と、通信形態や電子カセット39側の各制御を行う制御部44が構成されている。またシステム制御部27には無線モジュール42と通信を行う無線ターミナル45が新たに設けられている。画像メモリ40、バッテリ41、無線モジュール42が構成されたことにより、操作者は電子カセット39をケーブルレスで使用することが可能である。以下に各構成要素の動作を説明する。

【0049】

図5において、電子カセット39のコネクタ43へは何も接続されていない。このとき制御部44はコネクタ43が未接続であることを受けてバッテリ41からセンサ側の各構成要素への電源供給を遮断している。またシステム制御部27では、電子カセット14の制御部44と通信が途絶えていることから接続されていないことを認識し、インターフェース30からの入力情報や画像データの表示を行うモニタ31に指令を出して、モニタ31は非接続状態である内容を表示する。

【0050】

次に操作者が電子カセット39をケーブルレスで使用する場合、コネクタ43に無線モジュール42を接続する。すると制御部44は、無線モジュール42が接続されたことを受けてバッテリ41から無線モジュール42へ電源供給の指令を出し、無線モジュール42はバッテリ41に事前に蓄積された容量分から電源供給されて動作可能となる。ただしこのときバッテリ41からは制御部44、無線モジュール42の各構成要素の動作に必要な電源しか供給しない。したがって電源ケーブル46を介してセンサ側の各構成要素へはまだ電源供給されていない。また制御部44は無線モジュール42を介して無線ターミナル45へ電子カセ

ツテ39に無線モジュール42が接続されたことを伝送する。無線ターミナル45から情報を受けたシステム制御部27は、モニタ31に指令を出して、モニタ31は電子カセット39がケーブルレスで動作可能な状態である内容を表示する。

【0051】

次に操作者は、撮影動作のために、インターフェース30より入力してシステム制御部27へ撮影開始指令を出す。システム制御部27は、指令を受けると制御部44へ無線ターミナル45、無線モジュール42を介して開始指令を伝送する。指令を受けた制御部44は、バッテリ41へ指令して電源ケーブル46を介してバッテリ41からセンサ側の各構成要素の駆動に必要な電源が供給される。同時に制御部44は撮影指令信号を信号ケーブル47を介して電気基板18へ伝送する。また、システム制御部27は可搬型X線発生装置34のX線管球35を高圧発生電源36によって駆動し、さらにX線絞り37を駆動して照射野を指定してX線ビームを放射する。電気基板18上のドライブ回路23は、図4の実施例と同様にX線露光量モニタ17のX線曝射終了信号、あるいは高圧発生電源36からの高圧印可電源、あるいはX線管球電流の信号を検出して、TFTスイッチを駆動して電荷を読み出す事になる。シンチレータ15ではエネルギーの高いX線によって蛍光体の母体物質が励起され、再結合する際の再結合エネルギーにより可視領域の蛍光が得られる。そして光検出器アレー16はシンチレータ15で発生した光を電気信号に変換する。

【0052】

X線露光量モニタ17は放射されたX線を検出し、制御部44にその情報を伝送し、さらに制御部44は無線モジュール42、無線ターミナル45を介してシステム制御部27に伝送する。システム制御部27はその情報に基づいて高圧発生電源36を駆動してX線を遮断、あるいは調整する。ドライブ回路23は、制御部44の制御下で、光検出器アレー16を駆動し、各画素から信号を読み出す。そしてドライブ回路23によりセンサ内マトリックスを選択し、増幅アンプ24、AD回路25、シリアルライズ回路26を介して取得したデジタル画像データを画像メモリ40に保存する。同時に制御部44は取得したデジタル画像データ

を無線モジュール42、無線ターミナル45を介してシステム制御部27に伝送し、記録装置38に保存する。画像データはデータ量が多いため、短時間通信を行うためには通信周波数は数GHzの帯域で行うことが望ましい。画像メモリ40に保存された画像データは、記録装置38に保存されるまでの一時的なものなので、記録装置38への保存が完了したことをシステム制御部27から制御部44が受けて、制御部44は画像メモリ40に保存された画像データを消去する。また同時に制御部44は、バッテリ41へ指令してセンサ側の各構成要素へ電源供給を停止する。記録装置38に保存したデジタル画像データのファイリングの方法は従来例で説明した内容と同様の作業を行う。

【0053】

本実施例では無線通信は数GHz相当の周波数帯域を使用しているが、赤外線などの光通信モジュールに置き換えるても良い。

【0054】

上述のように、ケーブルレスで電子カセットを使用した場合は、有線のようにケーブルを接続する作業が無いためケーブルを引き回す煩わしさを回避できる。しかし電子カセットの撮影動作に係る消費電力は大きいため、連続した撮影を行うにはバッテリ容量を増やす必要がある。容量を増すと、リチウムイオンなどのバッテリでは容積と重量が増えて、可搬性と軽量化が求められる電子カセットの操作性を損なう恐れがある。

【0055】

そこで連続した撮影が多数行う場合に対応して、図5では電子カセット39側のコネクタ43にシステム制御部27側のコネクタ29が接続可能となっている。システム制御部27、及び制御部44は、コネクタ29とコネクタ43が接続された場合には、上述の電子カセット39の動作に係る通信、及び電源供給はケーブル5、20、コネクタ29、43を介して行う。コネクタ29、43が接続されると、制御部44は接続されたことを受けて通信経路と電源供給経路を有線に切り換える。このとき電源部28からはセンサ側への電源供給は行われていないが、バッテリ41が最大容量に達していない場合はバッテリ41へ充電することが可能である。また制御部44はケーブル5、20、コネクタ29、43を介

してシステム制御部27へ電子カセッテ39が有線で接続されたことを伝送する。その情報を受けたシステム制御部27は、モニタ31に指令を出して、モニタ31は電子カセッテ39が有線で動作可能な状態である内容を表示する。次に撮影動作のために、インターフェース30より入力してシステム制御部27へ撮影開始指令を出す。システム制御部27は、指令を受けると制御部44へ開始指令を伝送する。同時にシステム制御部27は、電源部28から電子カセッテ39のセンサ側の各構成要素の駆動に必要な電源を供給する。そして制御部44側は撮影指令信号を信号ケーブル47を介して電気基板18へ伝送する。また、システム制御部27は可搬型X線発生装置34に対して上述と同様の指令を出し、X線ビームを放射する。そしてセンサ側の各構成要素に対してシステム制御部27、制御部44が上述と同様の一連の通信を有線で行い、取得した画像データが記録装置38へ保存される。そしてシステム制御部27は、電源部28へ指令してセンサ側の各構成要素へ電源供給を停止する。

【0056】

このようにして、連続する撮影が多数ある場合には、有線で撮影を行うことで電子カセッテの可搬性を損なうことなく撮影できる。実施例では無線モジュールが取り外し可能となっているが、撮影回数が少なくケーブルレスことが多いカセッテの場合には予め電子カセッテ内に無線モジュールを内包していても良い。

【0057】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明に係るX線撮影装置は、電子カセッテ本体から範囲指定された距離の位置に外部装置との接続部を設けることにより、電子カセッテの大きさや患者の体格に依存せずに容易に接続することができる。また、接続部に接続状態を表示することにより、着脱の可否を容易に認識できる。また、接続部に無線モジュールを設けることにより、電子カセッテの使用状況に合わせて通信手段を選択できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明の請求項1、2に係る構成を表した構成図である。

【図2】

本発明の請求項1、2に係る構成を表した第2の構成図である。

【図3】

本発明の請求項3に係る構成を表した構成図である。

【図4】

本発明の請求項6、7に係る構成を表した構成図である。

【図5】

本発明の請求項8に係る構成を表した構成図である。

【図6】

従来の電子カセットの構成を表した構成図である。

【図7】

従来の電子カセットの構成を表した構成図である。

【図8】

従来の電子カセットの構成を表した構成図である。

【符号の説明】

1 電子カセット

2 ケーブル

3 コネクタ

5 ケーブル

6 電子カセット

7 ケーブル

8 コネクタ

10 電子カセット

11 ケーブル

12 コネクタ

14 電子カセット

19 接続制御部

20 ケーブル

21 コネクタ

- 22 インジケータ
- 27 システム制御部
- 28 電源部
- 29 コネクタ
- 39 電子カセット
- 40 画像メモリ
- 41 バッテリ
- 42 無線モジュール
- 43 コネクタ
- 44 制御部
- 45 無線ターミナル
- 48 ベッド

【書類名】

図面

【図1】

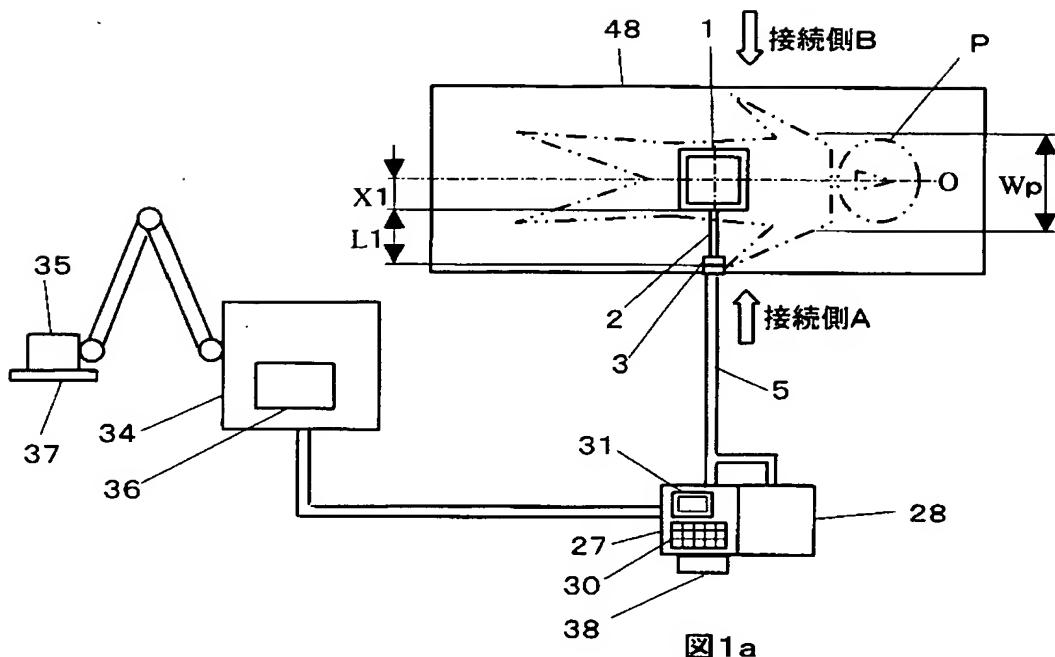


図1a

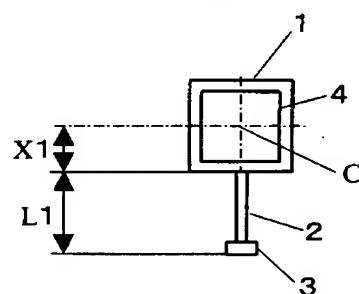
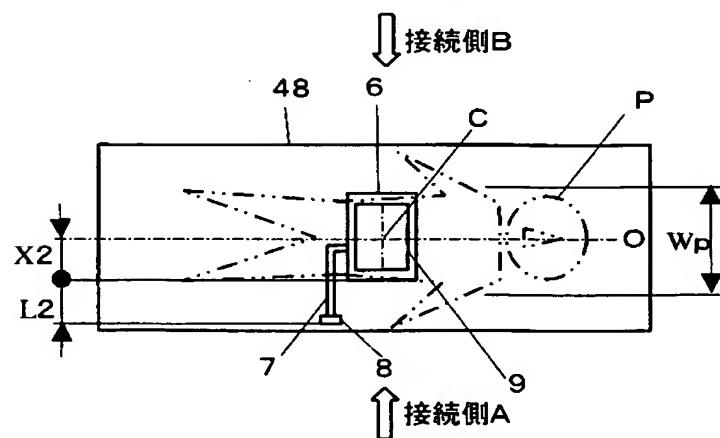
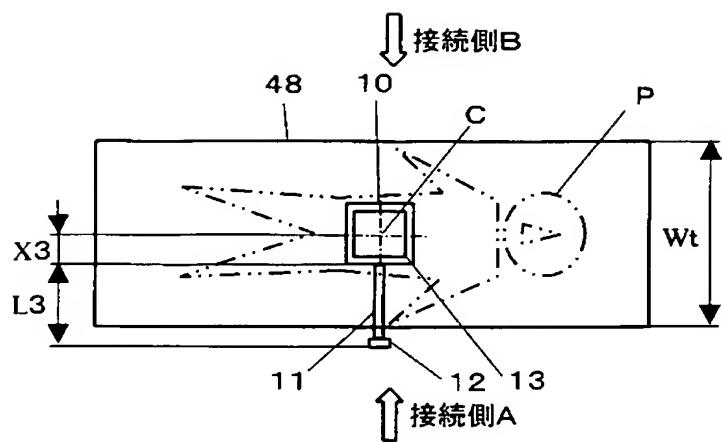


図1b

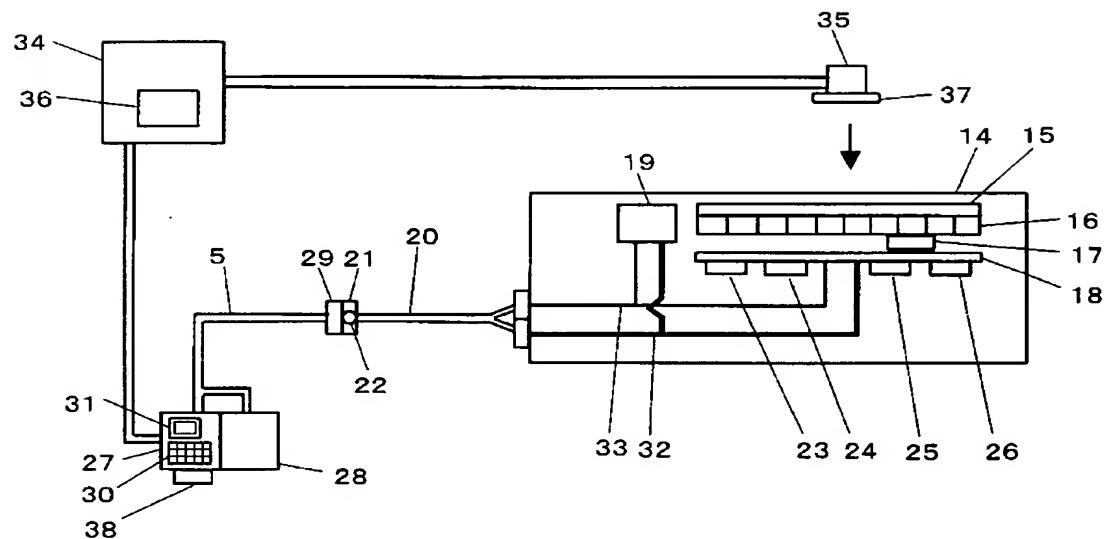
【図2】



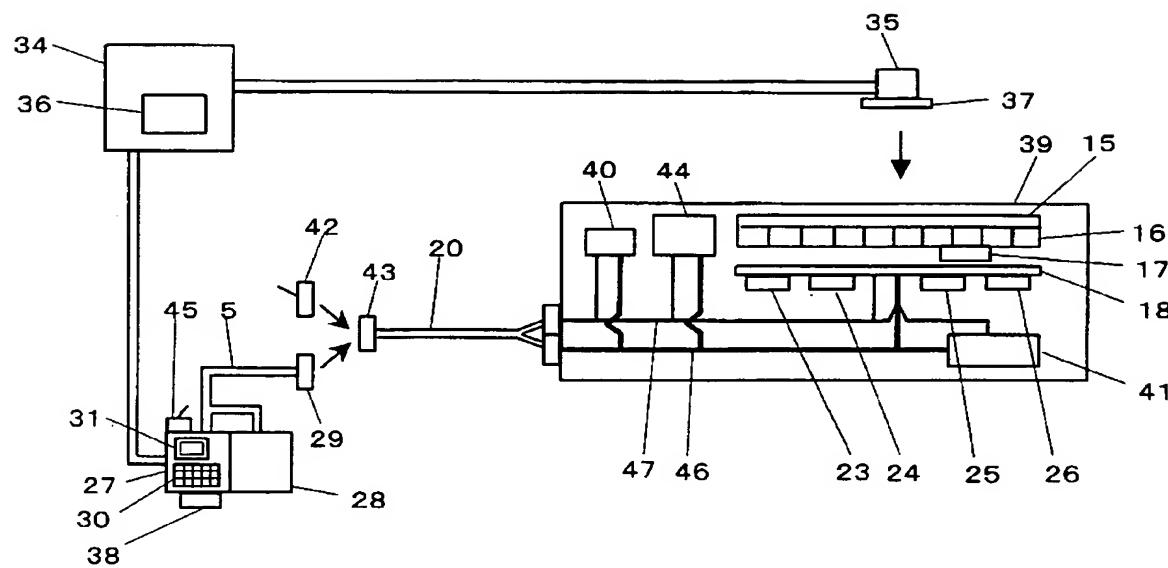
【図3】



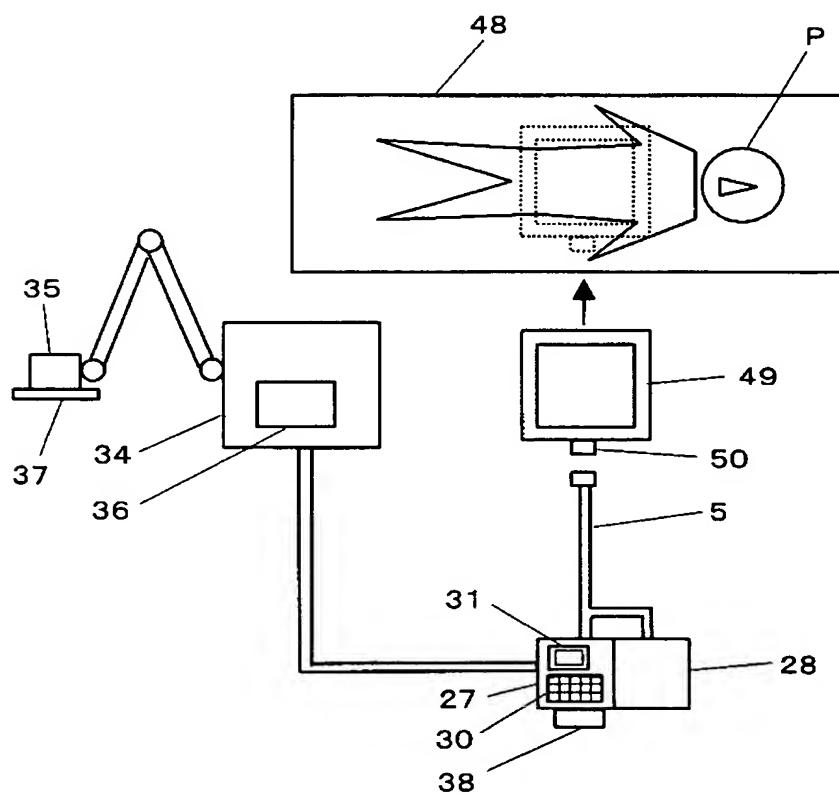
【図4】



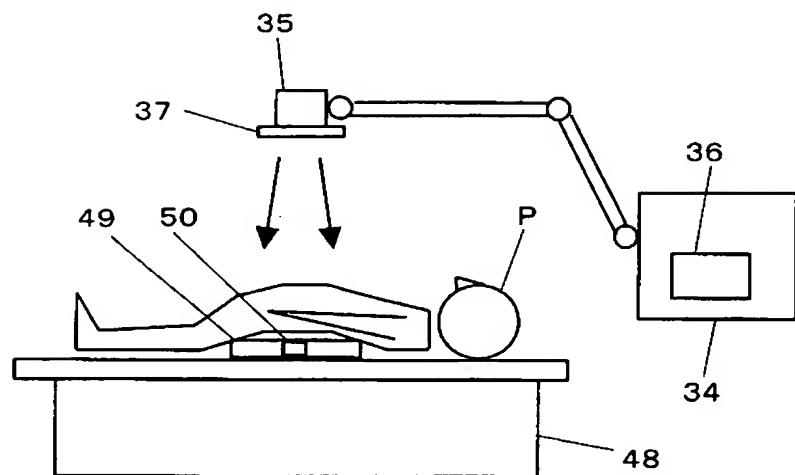
【図5】



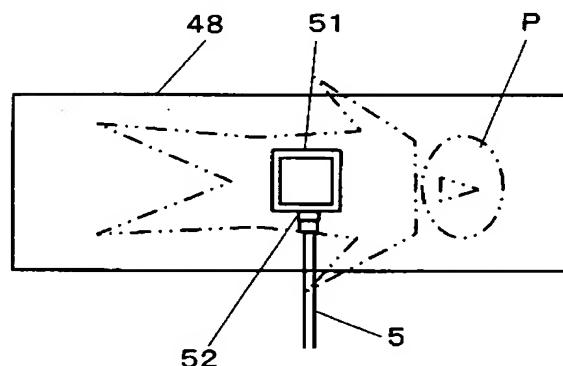
【図6】



【図7】



【図8】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 電子カセッテにおいて、外部装置と有線接続される場合の接続作業の操作性を向上する。

【解決手段】 (1) 電子カセッテ 1 が外部装置と接続可能なケーブル 5 とコネクタ 3 を有する

(2) カセッテ端面からコネクタ 3 までの距離を L、センサ中心からカセッテ端面までの距離を X、人体の肩幅、最大体幅を W p とすると $L \geq W_p / 2 - X$ の距離にある

(3) カセッテ端面からコネクタ 3 までの距離を L、センサ中心からカセッテ端面までの距離を X、ベッドの幅を W t とすると $L \geq W_t / 2 - X$ の距離にある

(4) 無線モジュールを有する。

【選択図】 図 1

特願2002-343406

出願人履歴情報

識別番号 [000001007]

1. 変更年月日 1990年 8月30日
[変更理由] 新規登録
住 所 東京都大田区下丸子3丁目30番2号
氏 名 キヤノン株式会社